

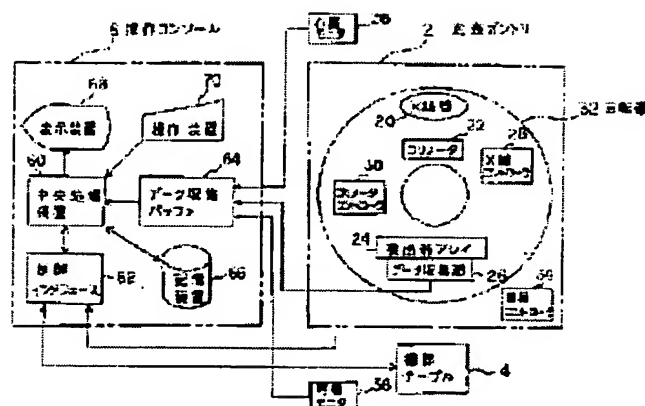
METHOD AND DEVICE FOR RADIATION TOMOGRAPHY

Publication number: JP2000189412
Publication date: 2000-07-11
Inventor: NISHIDE AKIHIKO; SATOU NATSUKO
Applicant: YOKOGAWA MEDICAL SYST
Classification:
 - international: **A61B6/03; A61B6/03;** (IPC1-7): A61B6/03
 - european:
Application number: JP19980374251 19981228
Priority number(s): JP19980374251 19981228

Report a data error here

Abstract of JP2000189412

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve picture quality by minimizing influence of motion of an examinee by collecting projected data in a state in which a fixed phase of a first signal emitted from the examinee and a fixed phase of at least one kind of signal that is different from the first signal are coincided.
SOLUTION: A cardiac monitor 36 and a breathing monitor 38 measure a signal that shows motion of an examinee heart and chest and input it to an operation console 6 when a device is worked. When an operator inputs a photographic condition through an operation device 70, a central processor 60 begins control. Namely, a revolving part 32 of a scanning gantry 2 is revolved while keeping an interrelationship to an X-ray tube 20, a collimator 22 and a detection array 24 after when a position of a photographic table 4 that loads the examinee is decided. Projected data are collected by irradiating X-rays when a cardiac radiation-shaped R-wave is detected and then a breathing phase becomes a fixed position. An image is re-constituted from the data and displayed. Thereby, a tomographic image can be gotten without influence of motion of the examinee.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-189412

(P2000-189412A)

(43) 公開日 平成12年7月11日 (2000.7.11)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 7 0

F I

A 6 1 B 6/03

テマコード* (参考)

3 7 0 B 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数18 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-374251

(22) 出願日 平成10年12月28日 (1998.12.28)

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 西出 明彦

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(72) 発明者 佐藤 夏子

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(74) 代理人 100083187

弁理士 井島 藤治 (外1名)

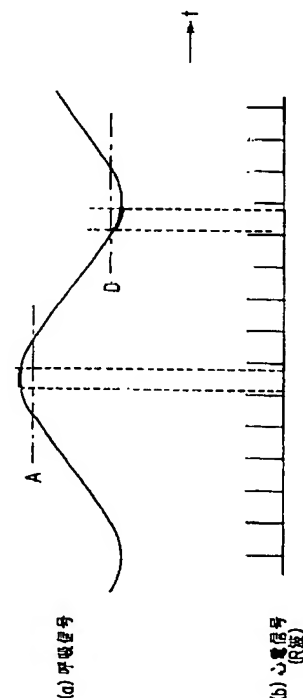
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線断層撮影方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 対象物の動きによるアーチファクトを最小限に抑え、画質の良好な断層像を得ることを可能とする放射線断層撮影方法および装置を実現する。

【解決手段】 被検体の動きの信号 a, b に基づき、被検体の動きの少ない時期に投影データの収集を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 動作に関連する複数種の信号を発する被検体の放射線による投影データを収集し、前記収集した投影データに基づいて断層像を生成する放射線断層撮影方法であって、

前記被検体が発する第1の信号の所定の位相と前記第1の信号とは異なる少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集すること、を特徴とする放射線断層撮影方法。

【請求項2】 前記被検体が発する前記第1の信号の所定の位相が、前記被検体の前記第1の信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であること、を特徴とする請求項1に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項3】 前記被検体が発する前記第1の信号とは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が、前記被検体の上記信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であること、を特徴とする請求項1または請求項2に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項4】 前記被検体が発する前記第1の信号の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データが収集され、前記第1の信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で前記投影データを収集すること、を特徴とする請求項1ないし請求項3のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影方法。

【請求項5】 前記被検体が発する動作に関する前記複数種の信号が心臓運動信号および／または呼吸運動信号であること、を特徴とする請求項1に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項6】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、当該第1の信号の所定の位相が心臓拍動における動きが少ない状態を示す位相であること、を特徴とする請求項5に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項7】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であること、を特徴とする請求項5または請求項6に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項8】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であり、当該第2の信号の所定の位相が呼吸運動における動きが少ない状態を示す位相であること、を特徴とする請求項5または請求項6に記載の放射線断層撮影方法。

【請求項9】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、心臓の拍動の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データが収集され、前記心臓運動信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影デ

ータを収集すること、を特徴とする請求項5ないし請求項8のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影方法。

【請求項10】 動作に関連する複数種の信号を発する被検体の放射線による投影データを収集するデータ収集手段と、

前記データ収集手段が収集した投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段と、を有する放射線断層撮影装置であって、

前記データ収集手段が前記被検体が発する第1の信号の所定の位相と前記第1の信号とは異なる少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集すること、を特徴とする放射線断層撮影装置。

【請求項11】 前記被検体が発する前記第1の信号の所定の位相が、前記被検体の前記第1の信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であること、を特徴とする請求項10に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項12】 前記被検体が発する前記第1の信号とは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が、前記被検体の上記信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であること、

を特徴とする請求項10または請求項11に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項13】 前記データ収集手段が、前記被検体が発する前記第1の信号の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データを収集し、前記第1の信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で前記投影データを収集すること、を特徴とする請求項10ないし請求項12のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影装置。

【請求項14】 前記被検体が発する動作に関する前記複数種の信号が心臓運動信号および／または呼吸運動信号であること、を特徴とする請求項10に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項15】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、当該第1の信号の所定の位相が心臓拍動における動きが少ない状態を示す位相であること、を特徴とする請求項14に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項16】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であること、を特徴とする請求項14または請求項15に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項17】 前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であり、当該第2の信号の所定の位相が呼吸運動における動きが少ない状態を示す位相であること、を特徴とする請求項14または請求項15に記載の放射線断層撮影装置。

【請求項18】 前記被検体が発する前記複数種の信号

のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、前記データ収集手段が、心臓の拍動の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データを収集し、前記心臓運動信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集すること、を特徴とする請求項14ないし請求項17のうちのいずれか1つに記載の放射線断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線断層撮影方法および装置に関し、特に、被検体の動きを止めることなく撮影を行う放射線断層撮影方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】放射線断層撮影装置の一例として、例えば、X線CT (computed tomography) 装置がある。X線CT装置においては、放射線としてはX線が利用される。X線発生にはX線管等が使用される。

【0003】X線管を含むX線照射装置は、撮影範囲を包含する広がり（幅）を持ちそれに垂直な方向に厚みを持つX線ビーム (beam) を照射する。X線ビームの厚みはコリメータ (collimator) のX線通過開口 (アパーチャ: aperture) の開度を調節することにより変更できるようになっており、これによって撮影のスライス (slice) 厚が調節される。

【0004】X線検出装置は、X線ビームの幅の方向に多数（例えば1000個程度）のX線検出素子をアレイ (array) 状に配列した多チャンネル (channel) のX線検出器を有し、それによってX線を検出するようになっている。

【0005】X線照射・検出装置を被検体の周りで回転 (スキャン: scan) させて、被検体の周囲の複数のビュー (view) 方向でそれぞれX線による被検体の投影像 (プロジェクション: projection) を求め、それらプロジェクションに基づいて断層像が生成 (再構成) される。

【0006】ところで、上記X線CT装置においては、肺の様子を撮影することがある。このとき、呼吸の周期が5秒程度であるのに対し、近年ではスキャンが高速化しているため、被検者に息止めをさせることなく撮影することが可能となされている。そこで、呼吸信号に基づき、最大吸気時または最大呼気時の体動が少ない時期に合わせてスキャンを行い、肺野等の撮影が行われている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、スキャン部分に心臓が含まれていると、再構成画像に体動アーチファクト (artifact) が発生し、画像の品質

が低下するという問題があった。これは、心拍が0.8〜1秒であり、1スキャンが同程度の時間内に行われることから、1スキャン幅に心拍が含まれる場合があるからである。すなわち、再構成画像の画質は、呼吸動作以外の心臓動作のような他の動作要因により大きく左右される。これは、被検体を動作を伴うものとした場合は、被検体の種類を問わず生じる問題である。

【0008】本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、動作を伴う被検体の放射線断層像を撮影する場合に、被検体の動作の影響、例えば人体であれば体動アーチファクトを最小限に抑え、画質の良好な断層像を得ることを可能とする放射線断層撮影方法および装置を実現することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】(1) 上記の課題を解決する第1の発明は、動作に関連する複数種の信号を発する被検体の放射線による投影データを収集し、前記収集した投影データに基づいて断層像を生成する放射線断層撮影方法であって、前記被検体が発する第1の信号の所定の位相と前記第1の信号とは異なる少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集することを特徴とする放射線断層撮影方法である。

【0010】(2) 上記の課題を解決する第2の発明は、前記被検体が発する前記第1の信号の所定の位相が、前記被検体の前記第1の信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であることを特徴とする(1)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0011】(3) 上記の課題を解決する第3の発明は、前記被検体が発する前記第1の信号とは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が、前記被検体の上記信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であることを特徴とする(1)または(2)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0012】(4) 上記の課題を解決する第4の発明は、前記被検体が発する前記第1の信号の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データが収集され、前記第1の信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で前記投影データを収集することを特徴とする(1)ないし(3)のうちのいずれか1つに記載の放射線断層撮影方法である。

【0013】(5) 上記の課題を解決する第5の発明は、前記被検体が発する動作に関する前記複数種の信号が心臓運動信号および/または呼吸運動信号であることを特徴とする(1)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0014】(6) 上記の課題を解決する第6の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、当該第1の信号の所定の位相が心臓拍動における動きが少ない状態を示す位

相であることを特徴とする(5)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0015】(7)上記の課題を解決する第7の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であることを特徴とする(5)または(6)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0016】(8)上記の課題を解決する第8の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であり、当該第2の信号の所定の位相が呼吸運動における動きが少ない状態を示す位相であることを特徴とする(5)または(6)に記載の放射線断層撮影方法である。

【0017】(9)上記の課題を解決する第9の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、心臓の拍動の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データが収集され、前記心臓運動信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集することを特徴とする(5)ないし(8)のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影方法である。

【0018】(10)上記の課題を解決する第10の発明は、動作に関連する複数種の信号を発する被検体の放射線による投影データを収集するデータ収集手段と、前記データ収集手段が収集した投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを有する放射線断層撮影装置であって、前記データ収集手段が前記被検体が発する第1の信号の所定の位相と前記第1の信号とは異なる少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集することを特徴とする放射線断層撮影装置である。

【0019】(11)上記の課題を解決する第11の発明は、前記被検体が発する前記第1の信号の所定の位相が、前記被検体の前記第1の信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であることを特徴とする(10)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0020】(12)上記の課題を解決する第12の発明は、前記被検体が発する前記第1の信号とは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が、前記被検体の上記信号に関連する動作が小さい状態を示す位相であることを特徴とする(10)または(11)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0021】(13)上記の課題を解決する第13の発明は、前記データ収集手段が、前記被検体が発する前記第1の信号の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データを収集し、前記第1の信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で前

記投影データを収集することを特徴とする(10)ないし(12)のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影装置である。

【0022】(14)上記の課題を解決する第14の発明は、前記被検体が発する動作に関する前記複数種の信号が心臓運動信号および／または呼吸運動信号であることを特徴とする(10)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0023】(15)上記の課題を解決する第15の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、当該第1の信号の所定の位相が心臓拍動における動きが少ない状態を示す位相であることを特徴とする(14)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0024】(16)上記の課題を解決する第16の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であることを特徴とする(14)または(15)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0025】(17)上記の課題を解決する第17の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号とは異なる第2の信号が呼吸運動信号であり、当該第2の信号の所定の位相が呼吸運動における動きが少ない状態を示す位相であることを特徴とする(14)または(15)に記載の放射線断層撮影装置である。

【0026】(18)上記の課題を解決する第18の発明は、前記被検体が発する前記複数種の信号のうち、前記第1の信号が心臓運動信号であり、前記データ収集手段が、心臓の拍動の1周期よりも短い時間で前記被検体の放射線による投影データを収集し、前記心臓運動信号の1周期中において当該信号の所定の位相とこれとは異なる前記少なくとも1種の信号の所定の位相が一致した状態で投影データを収集することを特徴とする(14)ないし(17)のうちいずれか1つに記載の放射線断層撮影装置である。

【0027】第1の発明ないし第18の発明のうちいずれか1つにおいて、前記所定の位相は、前記呼吸運動信号の1周期中の互いに異なる複数の位相であることが、種々の位相の断層像を得る点で好ましい。

【0028】その場合、前記複数の位相は実質的に連続する位相であることが、呼吸に伴い連続的に変化する画像を撮影する点で好ましい。また、第1の発明ないし第18の発明のうちいずれか1つにおいて、前記被検体が家畜であることが家畜医療に寄与する点で好ましい。

【0029】(い)上記の課題を解決する他の観点での発明は、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に360°全ビューについて収集でき、複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集でき

る投影データ収集手段と、前記投影データ収集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段と、を有する放射線断層撮影装置であって、投影データを収集しながら必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成する、あるいは、投影データを収集完了後、必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成する、ことを特徴とする放射線断層撮影装置である。

【0030】(ろ)上記の課題を解決する他の観点での発明は、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に360°全ビューについて収集でき、連続した複数の位置で複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集できる投影データ収集手段と、前記投影データ収集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段と、を有する放射線断層撮影装置であって、投影データを収集しながら必要な部分(呼吸期間)の投影データに基づいて断層像を生成し、あるいは、投影データを収集完了後、必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数画像を並べて3次元表示できることを特徴とする放射線断層撮影装置である。

【0031】(は)上記の課題を解決する他の観点での発明は、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に360°全ビューについて収集でき、複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集できる投影データ収集手段と、前記投影データ収集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段と、を有する放射線断層撮影装置であって、投影データを収集しながら複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、あるいは、投影データを収集完了後、複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数呼吸期間の断層像を並べて表示できる、あるいは、生成された複数呼吸期間の断層像を時系列表示して断層像動画表示できる、ことを特徴とする放射線断層撮影装置である。

【0032】(に)上記の課題を解決する他の観点での発明は、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に全ビューについて収集するデータ収集手段と、前記データ収集手段が収集した投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを有

する放射線断層撮影装置であって、複数の位置、複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数断層像を並べて3次元表示できる、あるいは、生成された複数個吸気管の断層像を並べて表示できる、あるいは、生成された複数個吸気管の断層像を自警列表示して断層像動画表示できる、あるいは、生成された複数断層像を並べて3次元表示し、それを時系列表示して3次元像が表示できる、ことを特徴とする放射線断層撮影装置である。

【0033】(い)の発明ないし(に)の発明のうちいずれか1つにおいて、前記被検体が家畜であることが家畜医療に寄与する点で好ましい。

(作用)本発明では、被検体の動きが少ない時期に投影データを収集し、体動の影響が少ない断層像を得る。

【0034】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1にX線CT装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の放射線断層撮影装置の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法に関する実施の形態の一例が示される。

【0035】図1に示すように、本装置は、走査ガントリ(gantry)2、撮影テーブル(table)4および操作コンソール(console)6を備えている。走査ガントリ2は、放射線源としてのX線管20を有する。X線管20から放射された図示しないX線は、コリメータ22により例えば扇状のX線ビームすなわちファンビーム(fan beam)となるように成形され、検出器アレイ24に照射されるようになっている。検出器アレイ24は、扇状のX線ビームの広がりに沿ってアレイ状に配列された複数のX線検出素子を有する。検出器アレイ24の構成については後述する。

【0036】X線管20、コリメータ22および検出器アレイ24は、X線照射・検出装置を構成する。X線照射・検出装置の構成については後述する。検出器アレイ24にはデータ収集部26が接続されている。データ収集部26は検出器アレイ24の個々のX線検出素子の検出データを収集するようになっている。

【0037】X線管20からのX線の照射は、X線コントローラ(controller)28によって制御されるようになっている。なお、X線管20とX線コントローラ28との接続関係については図示を省略する。コリメータ22は、コリメータコントローラ30によって制御されるようになっている。なお、コリメータ22とコリメータコントローラ30との接続関係については図示を省略する。

【0038】以上のX線管20ないしコリメータコントローラ30が、走査ガントリ2の回転部32に搭載され

ている。回転部32はエンドレス(endless)に連続回転可能になっている。回転部32の回転は、回転コントローラ34によって制御され、例えば700msで1回転するようになっている。すなわち、1スキャンが700msで完了するようになっている。なお、回転部32と回転コントローラ34との接続関係については図示を省略する。

【0039】本装置は、また、心臓モニタ(monitor)36および呼吸モニタ38に接続されている。心臓モニタ36は、例えば心電計等であり、例えば心電信信号等、被検体の心臓の運動を示す信号を得るものである。心電信信号は、本発明における心臓運動信号の実施の形態の一例である。心臓運動信号は心電信信号に限るものではなく、例えば心磁信号等であっても良い。

【0040】呼吸モニタ38は、被検体の呼吸信号を得るものであり、例えば胸部の運動を検出する検出器や鼻孔での呼気または吸気を検出する検出器等を用いて構成される。呼吸信号は、本発明における呼吸運動信号の実施の形態の一例である。

【0041】撮影テーブル4は、図示しない被検体を走査ガントリ2のX線照射空間に搬入および搬出するようになっている。被検体とX線照射空間との関係については後述する。

【0042】操作コンソール6は、中央処理装置60を有している。中央処理装置60は、本発明における断層像生成手段の実施の形態の一例である。中央処理装置60は、例えばコンピュータ(computer)等によって構成される。中央処理装置60には、制御インタフェース(interface)62が接続されている。制御インタフェース62には、走査ガントリ2と撮影テーブル4が接続されている。

【0043】中央処理装置60は制御インタフェース62を通じて走査ガントリ2および撮影テーブル4を制御するようになっている。走査ガントリ2内のデータ収集部26、X線コントローラ28、コリメータコントローラ30および回転コントローラ34が制御インタフェース62を通じて制御される。それら各部と制御インタフェース62との個別の接続については図示を省略する。なお、走査ガントリ2において、回転部32と固定部との間の信号の授受は、例えばスリップリング(slip ring)等の摺動接点、または、例えば電磁結合等を利用した非接触信号伝達手段を通じて行われる。

【0044】中央処理装置60には、また、データ収集バッファ64が接続されている。データ収集バッファ64には、走査ガントリ2のデータ収集部26、心臓モニタ36および呼吸モニタ38が接続され、データ収集部26で収集したデータ、心臓モニタ36の検出信号および呼吸モニタ38の検出信号がそれぞれ入力されるようになっている。データ収集バッファ64は、入力データを一時的に記憶する機能を有する。走査ガントリ2およ

びデータ収集バッファ64からなる部分は、本発明におけるデータ収集手段の実施の形態の一例である。

【0045】中央処理装置60には、また、記憶装置66が接続されている。記憶装置66は、各種のデータや再構成画像およびプログラム(program)等を記憶する。中央処理装置60には、また、表示装置68と操作装置70がそれぞれ接続されている。表示装置68は、中央処理装置60から出力される再構成画像やその他の情報を表示するようになっている。操作装置70は、操作者によって操作され、各種の指令や情報等を中央処理装置60に入力するようになっている。

【0046】図2に、検出器アレイ24の模式的構成を示す。検出器アレイ24は、多数(例えば1000個程度)のX線検出素子24(i)を円弧状に配列した多チャンネルのX線検出器を形成している。iはチャンネル番号であり例えば $i=1\sim1000$ である。

【0047】図3に、X線照射・検出装置におけるX線管20とコリメータ22と検出器アレイ24の相互関係を示す。なお、図3の(a)は正面図、(b)は側面図である。同図に示すように、X線管20から放射されたX線は、コリメータ22により扇状のX線ビーム40となるように成形され、検出器アレイ24に照射されるようになっている。図3の(a)においては、扇状のX線ビーム40の広がりすなわちX線ビーム40の幅を示している。図3の(b)では、X線ビーム40の厚みを示している。

【0048】このようなX線ビーム40の扇面に体軸を交叉させて、例えば図4に示すように、撮影テーブル4に載置された被検体8がX線照射空間に搬入される。X線ビーム40によってスライスされた被検体8の投影像(プロジェクション)が検出器アレイ24に投影される。被検体8のアイソセンタ(isocenter)におけるX線ビーム40の厚みが、被検体8のスライス厚t hを与える。スライス厚t hは、コリメータ22のアーチャによって定まる。

【0049】本装置の動作を説明する。本装置の動作中、心臓モニタ36および呼吸モニタ38により、被検体8の心臓および胸部の運動を示す信号がそれぞれ計測され、絶えず操作コンソール6に入力されている。

【0050】心臓モニタ36が検出した心電波形の模式図を図5に示す。同図に示すように、心電波形は、1周期中にP波～U波の6つの棘波を含む。P波は心房の収縮運動時に発生する。Q、R、S波は血液を駆出するときの心筋の収縮運動時に発生する。T、U波は心臓が次のサイクル(cycle)を開始する前の待機状態にあるときに発生する。待機状態では心臓の動きが最も少ない。心電波形の1周期RRは、標準的には800～1000ms程度である。

【0051】呼吸モニタ38が検出した呼吸信号波形の模式図を図6に示す。同図に示すように、呼吸信号は、

吸気および呼気を行うときの胸郭の拡張および縮小に対応して振幅が変化する信号となり、振幅の最大値が最大吸気状態を表し、最小値が最大呼気状態を表す。呼吸信号の1周期は標準的には5 sec前後である。

【0052】図7に、本装置の動作のフロー(flow)図を示す。本装置の動作は、操作者による指令に基づき、中央処理装置60による制御の下で進行する。同図に示すように、ステップ(step)702で、操作者は、操作装置70を通じて撮影条件を入力する。撮影条件には、管電圧、管電流、スライス厚、スライス位置等が含まれる。以下、スライス位置を肺野に設定した例で説明する。

【0053】撮影条件には、また、被検体8の呼吸動作のどの位相で撮影するかを指定する位相指定も含まれる。呼吸位相の指定は、例えば呼吸モニタ38の出力信号のレベル(level)を判定する閾値を用いて行われる。なお、所望の呼吸位相に該当する閾値は、予め測定した呼吸モニタ38の出力信号に基づいて定める。

【0054】次に、ステップ704で、操作者からの指令に基づき、被検体8を搭載した撮影テーブル4の位置決めが行われる。位置決め後に、ステップ706で、走査ガントリ2の回転部32の回転が始まる。すなわち、X線管20とコリメータ22と検出器アレイ24とからなるX線照射・検出装置がそれらの相互関係を保ったまま被検体8の体軸の周りを回転する。回転速度は、例えば700msで1回転する速度である。以下、走査ガントリ2の回転部32の回転を、単に走査ガントリ2の回転という。

【0055】次に、ステップ708で、心電波形のR波を検出したかどうかを判定する。R波を検出しないうちは、走査ガントリ2を回転させた状態で待機する。R波を検出したときは、例えばR波検出後50ms後にステップ710で、呼吸の位相が指定位相になったかどうかを判定する。指定位相になっていないときは、走査ガントリ2を回転させた状態で待機する。

【0056】心臓の拍動と肺の呼吸はそれぞれ独立しており、一般的にはそれらの周期間に整数比の関係が成立しないから、いずれ必ずR波の検出から50ms後の検出時期と指定位相とが一致するときがある。

【0057】そのとき、ステップ712でX線を照射し、ステップ714で投影データを収集する。走査ガントリ2は700msで1回転するので、1スキャンが700msで行われ、被検体8の周囲における複数(例えば1000程度)のビュー方向での投影データが収集される。

【0058】図8に、このときのスキャンのタイミング(timing)を、心電波形との関連において示す。同図に示すように、心電周期が例えば850msであるとしたとき、スキャンはR波の発生から例えば50ms後に開始され、700msで1スキャンを完了する。こ

れによって、心電波形のT、U波の発生時期、すなわち、心臓の動きが最も少ない時期に合わせたスキャンが行われる。

【0059】一般的にR波後400ms後が動きが少ないことが知られている。この他、700ms後も動きが少ないことが知られている。そこで、心臓の動きが少ない時期(R波後400ms後や700ms後)を変更するときは、R波発生後のスキャン開始時期を調節することにより、スキャン時期が心臓の動きの最も少ない時期に一致するようにする。

【0060】呼吸の位相との関係は、例えば図9に示すようになる。すなわち、同図の(a)に示すように、例えば閾値Aで指定された最大吸気位相においてスキャンが行われる。これに対して、撮影の位相が閾値Dで指定されたときは、最大呼気位相におけるスキャンが行われる。

【0061】また、図10に示すように、2つの閾値A、Bによりその間に入る位相を指定したときは、最大吸気状態から息を吐き出し始めた位相でスキャンが行われ、図11に示すように閾値B、Cで位相を指定したときは、最大吸気と最大呼気の間における位相でスキャンが行われ、図12に示すように閾値C、Dで位相を指定したときは、最大呼気の直前における位相でのスキャンが行われる。同様に、閾値を適宜に設定することにより、任意位相においてスキャンを行うことができる。なお、本発明では5つの位相について説明したが、位相数を変えても同様な効果は得られる。

【0062】次に、ステップ716で、投影データの前処理を行う。前処理には、X線強度に基づくデータ補正、検出器アレイ24のチャンネル感度に対応したデータ補正およびその他の所要のデータ補正が含まれる。

【0063】前処理には、また、ビューデータの重み付け加算が含まれる。360°分のビューデータの重み付け加算を図13により説明する。同図の(c)に、1スキャンにおける各ビューについて、重み係数の配分の一例を示す。ビューは1スキャンにおける相対角度で表す。なお、同図の(a)、(b)は、図8の(a)、(b)と共通である。

【0064】同図に示すように、相対角度が0~180°のビューには、0から1まで直線的に増加する重み係数が割り当てられ、相対角度が180~360°のビューには、1から0まで直線的に減少する重み係数が割り当てられている。

【0065】このような重み係数を用いて、対向ビューデータ同士の重み付け加算が行われる。対向ビューデータとは、被検体8における同一のX線経路を互いに逆方向に通過する1対のX線によりそれぞれ得られる投影データのことであり、そのような対向ビューデータの一方は0~180°の範囲に存在し、他方は180~360°の範囲に存在する。そして、一方のデータの重み係数

と他方のデータの重み係数の和は1となる。

【0066】これら対向ビューデータ同士を、それらが属するビューに割り当てた重み係数を用いて重み付け加算する。このような処理により、 180° ビューすなわち中央ビューに最大の重み付けをしたビューデータが生成される。

【0067】次に、ステップ718で、画像再構成を行う。画像再構成は、上記のような前処理をしたビューデータを、例えばフィルタード・バックプロジェクション (filtered backprojection) 法等によって処理することにより行われる。画像再構成により被検体8の肺野の断層像が得られる。

【0068】ビューデータが心臓の動きが最も少ない期間中に収集されたものであり、しかも、上記のような前処理により、中央ビューに最大の重み付けしたビューデータを得るようにしたので、再構成された断層像は、中央ビューの時相を最も強く反映したものとなり、実質的に中央ビューの時相を示す断層像となる。

【0069】本例では中央ビューは、R波の発生時点から400ms後の時点に位置するものとしており、心臓の動きが最も少ない期間のほぼ中央に位置するので、撮影した肺野に心臓が含まれる場合でも、再構成画像は心臓の動きによる体動アーチファクトを含まないものとなる。

【0070】逆にいえば、このような撮影が行えるように、スキヤンの開始時点を調節すれば良い。すなわち、ビューは、角度の絶対値が問題ではなく、どの角度から始まっても 360° の範囲がであれば良いため、スキヤン開始時点を任意に調節することができる。このことから、スキヤン開始時点を調整することで、所望する時点が中央ビューとなるように撮影を行うことが可能となる。

【0071】なお、X線照射を早めに開始し遅めに停止することにより、ビューデータを1回転分より余分に収集し、その中の適宜の 360° 分について上記の重み付け加算を行うようにしても良い。これは、実質的なスキヤン開始時点の事後調節を可能にし、最も体動アーチファクトが少ない画像を得る点で好ましい。

【0072】このようにして1時点の時相を示す断層像を得ることができる。これは、また、吸気または呼気の途中のように、胸郭が動いている最中の呼吸位相で撮影する場合にも、体動アーチファクトの少ない画像を得る点で好ましい。

【0073】なお、ビューデータは、心臓の動きが最も少ない期間中に収集されたものであるため、上記のような重み付け加算なしに画像再構成を行っても、心臓の動きによる体動アーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能である。

【0074】再構成画像は、ステップ720で、表示装置68により可視像として表示される。再構成画像は、

また、記憶装置66に記憶される。以上のような肺野の撮影を、連続する複数のスライスについて順次に行うようにしても良い。その場合、どのスライスにおいても予め指定した複数の呼吸位相についてそれぞれ撮影し、それらを各スライスにつき呼吸位相の順番に表示することにより、呼吸に伴う肺の動きをシネ (cine) 画像として示すことができる。また、複数スライスの断層像から同一の呼吸位相ごとにそれぞれ3次元像を作成すれば、呼吸に伴う肺の動きを3次元シネ画像で示すことができる。

【0075】また、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に 360° 全ビューについて収集でき、複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集できる投影データ収集手段と、投影データ収集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを用い、投影データを収集しながら必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成する、あるいは、投影データを収集完了後、必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成するようにしても良い。

【0076】すなわち、例えば図14に示すように、ヘリカルスキャン (helical scan) あるいはシネスキャン (cine scan) を行い、(c) に示すようなその投影データ全ビューに付帯させて、信電信号 (b) および呼吸信号 (a) を付けておく。そして、再構成するときに選ばれた呼吸モードで、心臓の動きの少ない部分の投影データを使用して再構成しても良い。

【0077】また、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に 360° 全ビューについて収集でき、連続した複数の位置で複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集できる投影データ収集手段と、前記投影データ収集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを用い、投影データを収集しながら必要な部分 (呼吸期間) の投影データに基づいて断層像を生成し、あるいは、投影データを収集完了後、必要な部分の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数画像を並べて3次元表示するようにしても良い。

【0078】また、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に 360° 全ビューについて収集でき、複数回転の投影データを連続して収集し、呼吸運動信号、心臓運動信号と投影データを同時に収集できる投影データ収集手段と、前記投影データ収

集手段で得られた投影データ、呼吸運動信号、心臓運動信号から、呼吸に伴う体動の予め指定された位相と、心臓の拍動の1周期における動きが少ない時期が一致した部分の投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを用い、投影データを収集しながら複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、あるいは、投影データを収集完了後、複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数の呼吸期間の断層像を並べて表示し、あるいは、生成された複数の呼吸期間の断層像を時系列表示して断層像動画表示するようにしても良い。

【0079】また、放射線による被検体の投影データを心臓の拍動の1周期より短い時間内に全ビューについて収集するデータ収集手段と、前記データ収集手段が収集した投影データに基づいて断層像を生成する断層像生成手段とを用い、複数の位置、複数の呼吸期間の投影データに基づいて断層像を生成し、生成された複数の断層像を並べて3次元表示する、あるいは、生成された複数の個気管の断層像を並べて表示する、あるいは、生成された複数の個気管の断層像を自警列表示して断層像動画表示する、もしくは、生成された複数の断層像を並べて3次元表示し、それを時系列表示して3次元像を表示するようにしても良い。

【0080】以上、肺野を撮影する例について説明したが、断層撮影は肺野に限るものではなく、例えば腹部等、呼吸による体動の影響を受ける部位を撮影するようにしても良いのはいうまでもない。また、360°の範囲のビューデータを用いる例で説明したが180°の範囲のビューデータを用いるようにしても良い。

【0081】また、放射線としてX線を用いた例について説明したが、放射線はX線に限るものではなく、例えばγ線等の他の種類の放射線であっても良い。ただし、現時点では、X線がその発生、検出および制御等に関し実用的な手段が最も充実している点で好ましい。

【0082】また、被検体が人体である例について述べたが、家畜用のCTの場合は対象を家畜にしても同様の効果が得られる。また、同様に産業用CTの場合は、動きのある対象物に対し、動きを検出する複数種類の信号のうちの少なくとも2つを用いて、データ収集を上記のように制御してやれば同様の効果を得ることができる。

【0083】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、撮影対象の動きによるアーチファクトを最小限に抑え、画質の良好な断層像を得ることを可能とする放射線断層撮影方法および装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】図1に示した装置における検出器アレイの模式的構成図である。

【図3】図1に示した装置におけるX線照射・検出装置の模式的構成図である。

【図4】図1に示した装置におけるX線照射・検出装置の模式的構成図である。

【図5】心電波形の模式図である。

【図6】呼吸信号波形の模式図である。

【図7】図1に示した装置の動作のフロー図である。

【図8】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

【図9】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

【図10】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

【図11】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

【図12】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

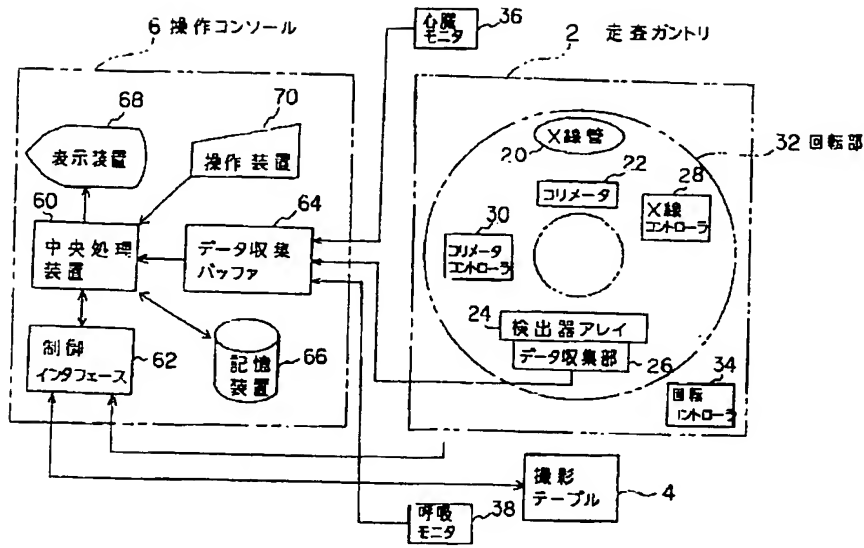
【図13】図1に示した装置におけるビューデータの重み付けを示す図である。

【図14】図1に示した装置のスキヤンタイミングを示す図である。

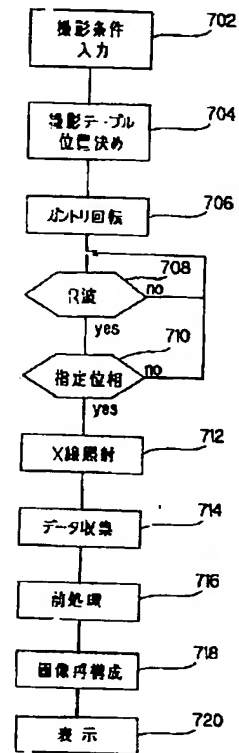
【符号の説明】

- 2 走査ガントリ
- 20 X線管
- 22 コリメータ
- 24 検出器アレイ
- 26 データ収集部
- 28 X線コントローラ
- 30 コリメータコントローラ
- 32 回転部
- 34 回転コントローラ
- 36 心臓モニタ
- 38 呼吸モニタ
- 4 撮影テーブル
- 6 操作コンソール
- 60 中央処理装置
- 62 制御インタフェース
- 64 データ収集バッファ
- 66 記憶装置
- 68 表示装置
- 70 操作装置

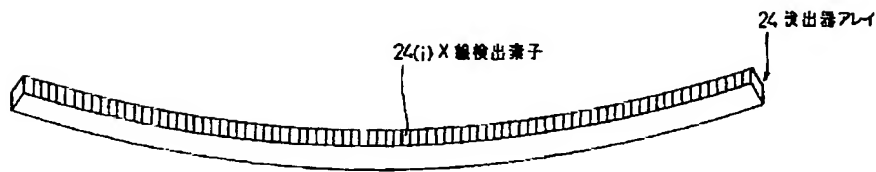
【図1】



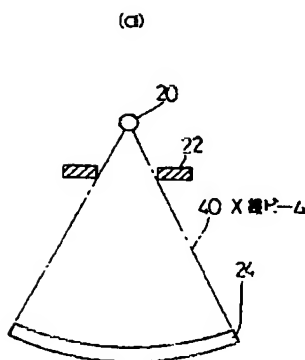
【図7】



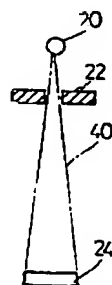
【図2】



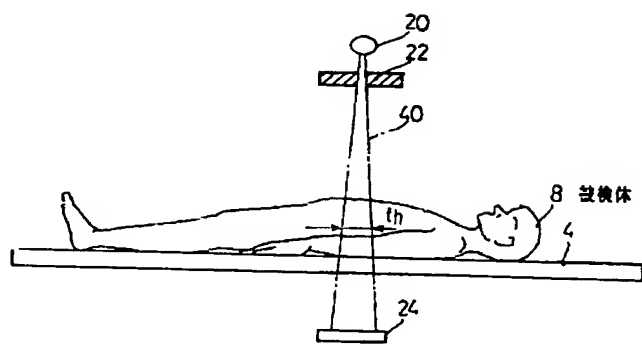
【図3】



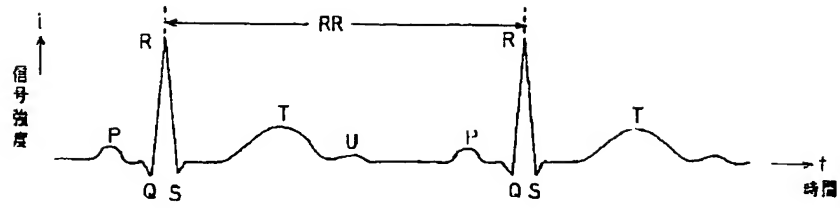
(b)



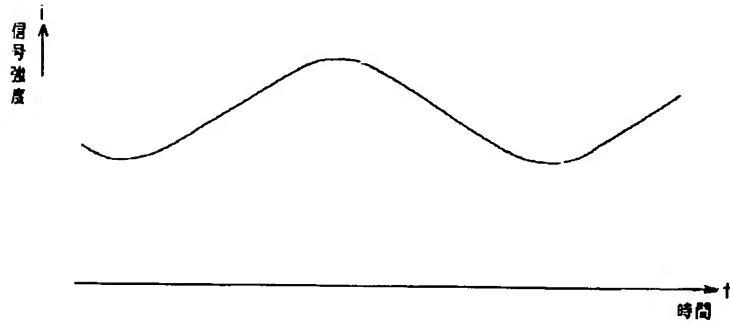
【図4】



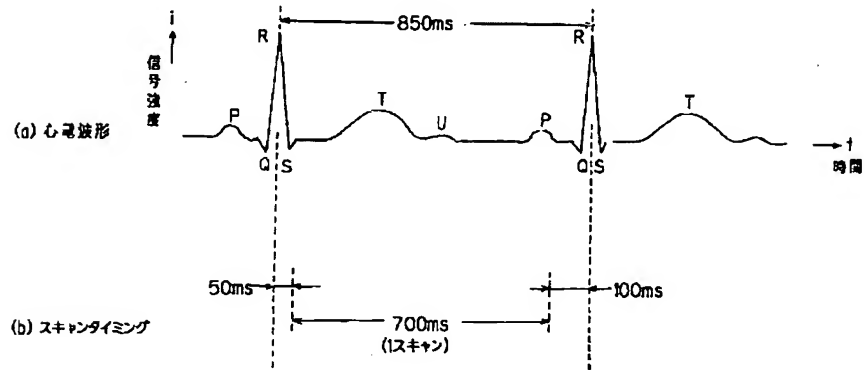
【図5】



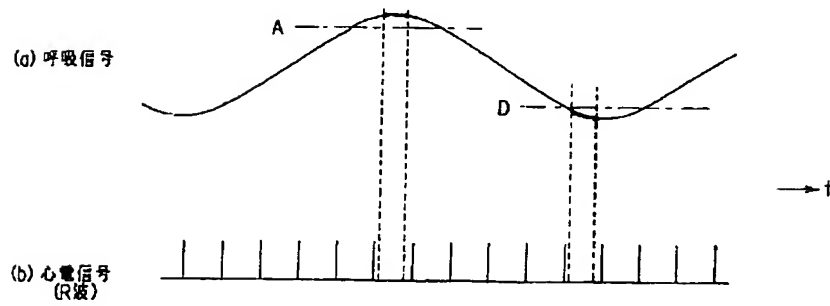
【図6】



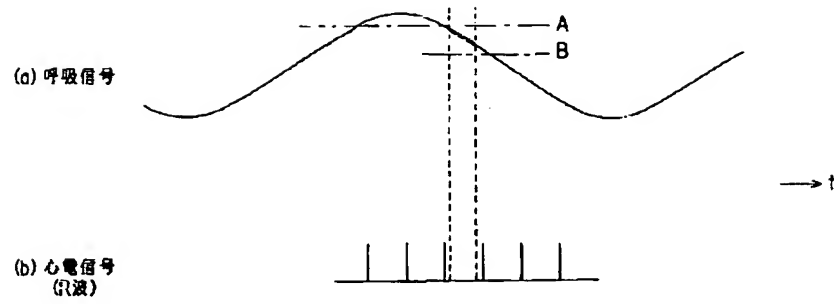
【図8】



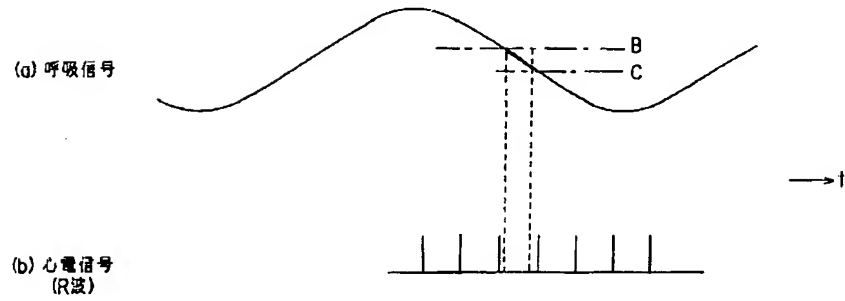
【図9】



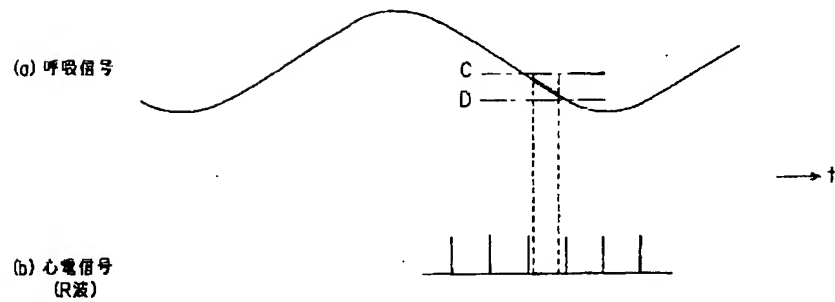
【図10】



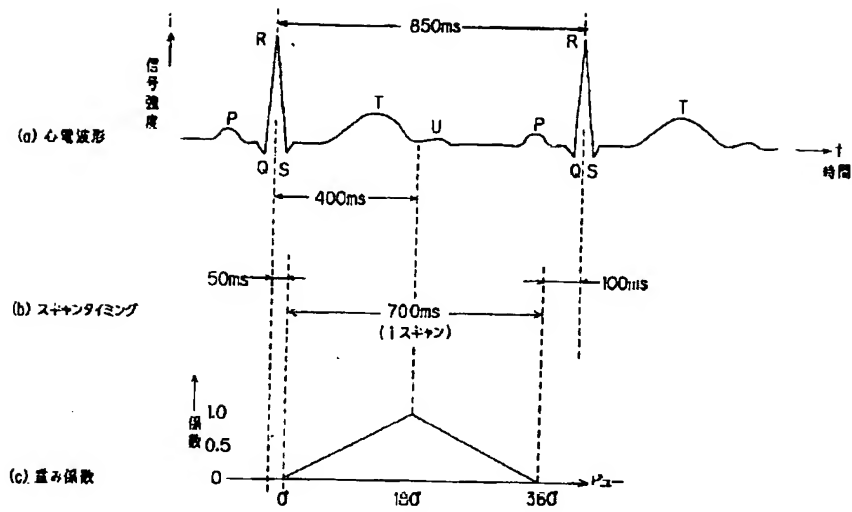
【図11】



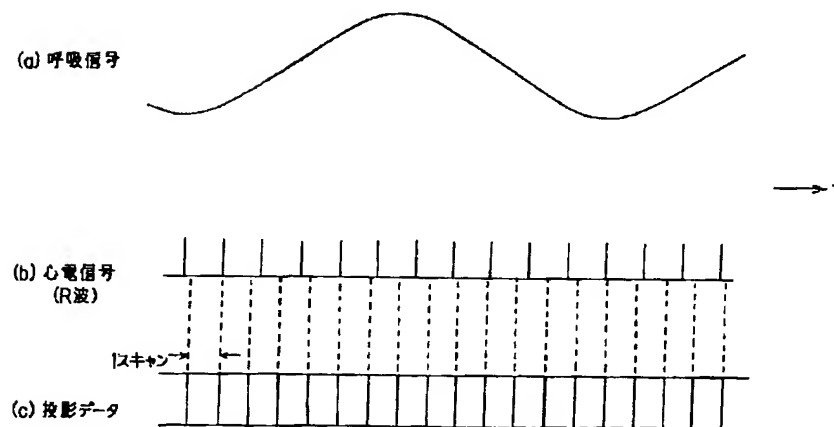
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA22 CA13 DA03 FA34 FA47
FA52